

明 細 書

内視鏡システム

技術分野

- [0001] 本発明は、内視鏡および内視鏡システムに関し、特に、消化器官内を観察するための内視鏡および内視鏡システムに関する。

背景技術

- [0002] 従来、医療の分野で消化器官の検査を行うためにプローブ型内視鏡が用いられている。この内視鏡プローブの先端には、カメラ、照明、鉗子および洗浄水噴射口が装着されている。医師はプローブを口腔または肛門から消化器官に挿入し、先端部のカメラから得られる映像をモニタしながら診断、病変の採集、および治療を行っている。
- [0003] 口腔から挿入する内視鏡では、食道、胃、十二指腸の検査および治療が行われ、肛門から挿入する内視鏡では、直腸、大腸の検査および治療が行われている。しかし、小腸は成人男性で約3mと長く、小腸までプローブを挿入することが困難である。このため、小腸検査に現状の内視鏡は使用されていない。
- [0004] このため、小腸に対する新たな検査手法の提案が期待されている。その有力方法として、カプセル内視鏡が期待されている(例えば、非特許文献1参照。)。カプセル内視鏡に関しては、4万例の臨床実験が欧米にて行われ注目されているが、日本国内ではこれから医療機器としての認定を受ける段階である。
- [0005] カプセル内視鏡は、カプセルに封入されたカメラを被験者が飲み込み、胃から小腸、および大腸を通して排出されるまでの数時間に渡りカメラで消化器官の映像を撮り続けるものである。カプセル内視鏡は、治療は困難であるが、小腸の観察には非常に有効であると期待されている。また、カプセルを飲み込んだ後は、通常の生活を送ることができるため、被験者にとって、従来の内視鏡より検査の負担が少なく、内視鏡検査の一層の普及が見込まれている。
- [0006] 以下では、本発明に関連する画像処理の一般的な背景技術について説明する。
- [0007] [ビデオモザイク]

運動を伴ったカメラにおける映像撮影において、隣り合う画像の特徴をもとに、カメラの運動成分を検出し、画像を貼り合わせ、静止画を生成する技術として、ビデオモザイクが知られている。ビデオモザイクは、映像符号化における国際標準規格のMPEG (Moving Picture Experts Group) -4でも、スプライト圧縮法として標準になっている。この手法では、画像における特徴点が隣り合うフレーム間でどのように移動したかを検出し、カメラの運動パラメータを検出している。この手法として、移動する特徴点とカメラ運動による見かけの特徴点移動とを判別するため、カメラ運動を優勢な動きと仮定する手法(例えば、非特許文献2参照)や、前景と背景になる2種類の領域に画像を分類して、背景からカメラの運動パラメータを検出する手法(例えば、非特許文献3参照)などがある。

[0008] [カメラ運動と3次元情報との同時推定]

また、カメラ運動を伴った撮影において、その画像列からカメラ運動パラメータとシーンの3次元情報とを同時に検出する方法がStructure From Motion(SFM)として知られている。SFMの一手法として、カメラ運動によって生ずる複数の特徴点の系列を観測行列とし、因子分解法で得られた結果において、対象となる静止シーンはランク3で拘束されるという性質を用いたものがある。このことから、カメラ運動および3次元情報を検出する手法が提案されている(例えば、非特許文献4参照)。またこの手法を拡張し、複数の3次元構造を線形結合することにより、変形するシーンに対する3次元情報を獲得する手法(例えば、非特許文献5参照)が提案されている。

[0009] また、得られた画像列から移動するカメラの運動推定の問題に対し、異なる視点から得られた2つの画像の対応する特徴点がエピポーラ拘束によって基礎行列によって表現でき、7組以上の特徴点对から運動パラメータが推定可能であることが示されている(例えば、非特許文献6参照)。さらに、あらかじめ求めたカメラ位置と特徴点の位置とを多数の画像を用いて、正確な値に補正するバンドルアジャストメントと呼ばれる方法が写真測量の分野で用いられている(例えば、非特許文献7参照)。

[0010] [カメラ位置情報の獲得]

また、カメラの位置を知るために、内視鏡にセンサが装着されているものがある。カプセル内視鏡では、カプセル内視鏡から発信された映像を複数のアンテナで受信す

ることで、体内でのカプセルの位置情報を得る技術が開発されている。

非特許文献1: “M2Aカプセル内視鏡検査ギブン診断システム(M2A(R) Capsule Endoscopy Given(R) Diagnostic System)”, [online]、ギブンイメージング社(Given Imaging Ltd.)、[平成16年2月4日検索]、インターネット<URL:

http://www.givenimaging.com/NR/rdonlyres/76C20644-4B5B-4964-811A-071E8133F83A/0/GI_Marketing_Brochure_2003.pdf>

非特許文献2: H. Sawhney, S. Ayer, “Compact Representations of Videos Through Dominant and Multiple Motion Estimation,” IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence 18(8), pp. 814-830, 1996.

非特許文献3: A. Bartoli, N. Dalal, and R. Horaud, “Motion Panoramas,” INRIA Research Report RR-4771

非特許文献4: C. Tomasi and T. Kanade, “Shape and Motion from Image Streams under Orthography: A Factorization Method,” IJCV, vol. 9, no. 2, pp. 137-154, 1992.

非特許文献5: L. Torresani, D.B. Yang, E.J. Alexander, and C. Bregler. “Tracking and Modeling Non-Rigid Objects with Rank Constraints,” In Proc. CVPR, vol. I, pp. 493-500, 2001.

非特許文献6: O. Faugeras, T. Luong, and S. Maybank, “Camera self-calibration: theory and experiments,” in G. Sandini (ed.), Proc 2nd ECCV, Vol. 588 of Lecture Notes in Computer Science, Springer-Verlag, Santa Margherita Ligure, Italy, pp. 321-334, 1992.

非特許文献7: D. Brown. “The bundle adjustment – progress and prospect.” In XIII Congress of the ISPRS, Helsinki, 1976.

発明の開示

発明が解決しようとする課題

- [0011] しかしながら、現状の内視鏡は、プローブを挿入するには、カメラの前方視野が開かれているため、挿入操作には適しているが、実際に診察する消化器官の壁面はプローブの側面にあり、超広角レンズで撮影した映像の周辺部に当たるため、医師の

観察が困難であることによる病変の見落としが懸念されている。

- [0012] カプセル内視鏡においても、従来のプローブ型内視鏡のように、カプセルの前方を視野とするもので、カプセルが消化器官を移動する間に画像を撮影するが、カプセルに方向制御する機能がないため、前方視野のカメラが消化器官の全ての内壁を撮影できない場合がある。このため、検査の見落としに繋がる重大な問題となる。
- [0013] また、カプセル内視鏡では、約8時間程度かけてカプセルが消化器官内を通過することから、一旦録画した映像を再生することで検査を行っている。そのため、カプセル内視鏡による消化器官の診断方法は、画像を1枚ずつ観察する方法が取られている。このため、医師が診療に要する時間が大きな負担になっている。
- [0014] 一方、CT(コンピュータ断層撮影)を使った腸の3次元像の生成は、腸管全体をモデリングする手法として話題になったが、小さい病変や平坦な病変を検出できないということで、内視鏡に比べ性能が劣る。
- [0015] 本発明は、上述の課題を解決するためになされたもので、その目的は、医師による病巣の見落としを防止可能な内視鏡システムを提供することを第1の目的とする。
- [0016] また、医師の診断効率を向上させる内視鏡システムを提供することを第2の目的とする。

課題を解決するための手段

- [0017] 上記目的を達成するために、本発明のある局面に係る内視鏡システムは、物体内を撮像する内視鏡システムであって、生体内の運動し得る物体内を撮像するカメラと、前記カメラより得られる複数の画像に対し、ビデオモザイク処理と運動補正処理とエネルギー最小化による画像修正処理とを施すことにより画像を張り合わせ、カメラ運動推定、事前定義可能な生体内の運動補正および事前定義不可能な生体内変形の修正を行い、前記物体内のパノラマ画像を生成する画像生成手段とを備えることを特徴とする。
- [0018] この構成によると、生体内の運動し得る物体内を撮像し、ビデオモザイク処理を施すことにより、物体内のパノラマ画像を生成することができる。このため、消化器管内壁のような生体内の運動し得る物体内のパノラマ画像を生成することができる。このように、撮像対象が動く場合であっても、パノラマ画像を作成することができる。よ

って、消化器管内壁等をじっくりと観察することができ、医師による病巣の見落としを防ぐことが可能になる。また、医師は、長時間かけて消化器管内の内壁の画像を観察し続ける必要がなくなる。このため、医師の診断効率を向上させることができる。

[0019] また、前記画像生成手段は、前記カメラで撮像された前記物体内の画像に基づいて、前記カメラの運動を推定する運動推定手段と、前記カメラの運動の推定結果に基づいて、前記カメラで撮像された画像より、前記物体内のパノラマ画像を生成するパノラマ画像生成手段とを備えていてもよい。

[0020] また、前記運動推定手段は、前記カメラの観測点を球座標系で表現し、前記カメラより得られる複数の画像より、前記観測点の対応点を検出する対応点検出部と、複数の前記対応点から前記カメラの運動を表現する運動パラメータを推定する運動パラメータ推定部とを有していてもよい。

[0021] また、前記運動推定手段は、前記カメラより得られる時間的に異なる2枚の画像からエピポーラ拘束条件を用いて前記カメラの運動を推定するカメラ運動推定部と、前記カメラより得られる時間的に異なる複数の画像を用い、バンドルアジャストメント処理を行い、前記カメラ運動推定部で推定された前記カメラの運動を補正するカメラ運動補正部とを有していてもよい。好ましくは、前記カメラ運動補正部は、分節運動による物体内の変化を正弦波で近似し、バンドルアジャストメント処理を行う。

[0022] このように、分節運動による消化器官内壁の変化を正弦波で近似することにより、より正確なカメラ運動を求めることができ、ひいてはより正確なパノラマ画像を得ることができ、医師の誤診断を防ぐことができるようになる。

[0023] さらに好ましくは、前記カメラ運動補正部は、蠕動運動による物体内の変化をソリトンの移動で近似し、バンドルアジャストメント処理を行う。

[0024] このように、蠕動運動による物体内の変化をソリトンの移動で近似することにより、より正確なカメラ運動を求めることができ、ひいてはより正確なパノラマ画像を得ることができ、医師の誤診断を防ぐことができるようになる。

[0025] さらに好ましくは、前記物体は、円筒形状の物体であり、前記パノラマ画像生成手段は、前記物体を円筒形状でモデル化し、前記運動推定時に用いられた特徴点に基づいて、前記カメラより得られる複数の画像を前記円筒形状にフィッティングさせる

- 。
- [0026] 消化器官を円筒形状でモデル化することにより、小腸や大腸などの円筒形からなる消化器官のパノラマ画像を得ることができ、その展開画像を作成することができる。このため、医師の診断を正確かつ効率的に行なうことができるようになる。特に約8時間かけて画像を撮像するカプセル内視鏡においては、膨大な量の画像データが得られる。このため、これらの膨大な量の画像データから、カメラの移動パラメータを求め、近似した幾何学形状に画像を貼り合わせることで、重複する冗長な情報を削除し、有効な画像だけが描画される。よって、より効率的な診察が可能になる。
- [0027] また、上述の内視鏡システムは、さらに、自己の位置または姿勢を計測する位置・姿勢センサを備え、前記運動推定手段は、前記位置・姿勢センサでの計測結果を加味して、前記カメラの運動を推定するようにしてもよい。
- [0028] 画像からのカメラ運動の推定は、通常、パノラマ生成に適した精度は得られるが、しばしば、大きな誤りを生ずる危険もある。そこで、位置・姿勢センサを併用することによって、大きな誤りをセンサで防ぎ、詳細は画像処理に依ると、パノラマ画像生成の高精度化とともに、パノラマ画像生成の高速化が可能になる。
- [0029] さらに好ましくは、前記画像生成手段は、前記カメラより得られる複数の画像の各々から、所定サイズの複数の特徴領域を切り出す特徴領域切り出し手段と、前記複数の画像の各々に含まれる前記複数の特徴領域に基づいて、所定のエネルギーを定義し、当該エネルギーが最小となるように前記複数の画像間での前記複数の特徴領域の対応付けを行い、当該対応付け結果に基づいて、前記物体内のパノラマ画像を生成するパノラマ画像生成手段とを備える。
- [0030] エネルギー最小化問題を解くことにより、カメラの運動推定を行う必要がなく、パノラマ画像を生成することができる。このため、カメラの運動推定が誤った場合に、ビデオモザイク処理がうまくいかないという問題がなくなり、正確なパノラマ画像を得ることができ、医師の誤診断を防ぐことができるようになる。
- [0031] 前記所定のエネルギーは、時間的に連続する2つの画像にそれぞれ含まれる前記複数の特徴領域の画素値の差分に基づいて定められるエネルギーであってもよい。
- [0032] また、前記所定のエネルギーは、時間的に連続する2つの画像にそれぞれ含まれ

る前記複数の特徴領域を接続することにより得られる三角パッチの面積の差に基づいて定められるエネルギーであってもよい。

[0033] さらに、前記カメラは、全方位カメラであり、前記所定のエネルギーは、前記全方位カメラで撮像された第1の画像を前記全方位カメラの視点を中心とした球座標系に変換した後の画像に現れる大円の座標を前記全方位カメラの移動成分に基づいて補正した座標と、前記第1の画像と時間的に連続する前記全方位カメラで撮像された第2の画像を前記球座標系に変換した後の画像に表れる大円の座標との差に基づいて定められるエネルギーであってもよい。

[0034] さらにまた、前記所定のエネルギーは、前記カメラで撮像された第1の画像中より選択された複数の制御点にそれぞれ対応する前記カメラで撮像された前記第2の画像中の複数の制御点のゆがみ度合いに基づいて定められるエネルギーであってもよい。

[0035] また、前記所定のエネルギーは、前記カメラで撮像された第1の画像中より選択された複数の制御点と、前記複数の制御点にそれぞれ対応する前記カメラで撮像された前記第2の画像中の複数の制御点との間のゆがみ度合いに基づいて定められるエネルギーであってもよい。

[0036] また、前記複数の特徴領域は、前記画像に含まれる複数の前記所定サイズの領域のうち、当該領域内部の画素値の微分値の自乗和が所定のしきい値よりも大きい領域としてもよい。

[0037] 特徴領域を上記のように選択することにより、輝度変化の少ない領域を物体の特徴領域として抽出することがなくなる。このため、画像間での特徴領域の対応付けを正確に行うことができ、正確なパノラマ画像を得ることができる。よって、医師の誤診断を防ぐことができるようになる。

[0038] さらに好ましくは、前記カメラは、全方位カメラであり、前記画像生成手段は、前記全方位カメラより得られる複数の画像に対し、ビデオモザイク処理を施し、前記全方位カメラの進行方向に直交する方向に対し、一定の見込み角を有するパノラマ画像を生成することを特徴とする。

[0039] この構成では、内視鏡に全方位カメラを備えている。全方位カメラは、内視鏡の進

行方向に対する側方視野を観察可能である。このため、従来の内視鏡では不得意であった消化器官側方の視認が可能になる。また、周囲360度のシームレスな映像を同時に獲得可能である。このため、医師による病巣の見落としを防止することが可能になる。

[0040] また、全方位カメラは、側方視野についても十分な視野角を有するため、撮影された画像の中には、消化器官の内壁を側面から正対して眺めた映像だけでなく、ある見込み角を持って撮影された画像も存在する。また、撮影はカメラの移動を伴って行われるため、膨大な量の画像が得られる。その中には、腸壁の手前の画像や、腸壁の裏面の画像も含まれる。このため、これらの画像を見ることにより、医師にとっては死角となる部分が少なくなり、病変の見落としを防止することができる。

[0041] また、前記カメラは、消化器官内に挿入されるプローブの先端に装着されていてもよいし、前記カメラは、人間または動物が飲み込むことができるカプセル内に収納されていてもよい。

発明の効果

[0042] 以上説明したように、本発明によると死角がなく、医師による病巣の見落としを防止可能な内視鏡および内視鏡システムを提供することができる。

[0043] また、医師の診断効率を向上させる内視鏡および内視鏡システムを提供することができる。

[0044] このように、従来撮像が困難であった前方側面および後方側面を含む消化器官内の側面のパノラマ画像を得ることができ、医師の病変の見落とし防止および診断効率の向上に対する貢献は非常に大きく、医療機器の分野および医学の進歩への貢献ははかりし得ないものがある。

図面の簡単な説明

[0045] [図1]図1は、本発明の実施の形態1および2に係るプローブ型内視鏡の構成を示す図である。

[図2]図2は、図1に示したプローブ型内視鏡の先端部の外観図である。

[図3]図3は、全方位カメラの内部構成を示す図である。

[図4]図4は、2葉双曲面を説明する図である。

[図5]図5は、全方位カメラの構成を示す図である。

[図6]図6は、空間中の任意の点と画像上での写像点との関係を説明する第1の図である。

[図7]図7は、空間中の任意の点と画像上での写像点との関係を説明する第2の図である。

[図8]図8は、カプセル内視鏡の構成を示す図である。

[図9]図9(a)～(d)は、モザイク処理による画像処理を説明するための図である。

[図10]図10は、球座標系における全方位カメラの移動を示す図である。

[図11]図11は、見える角度の異なる画像の一例を示す図である。

[図12]図12は、パノラマ画像の生成方法を説明するための図である。

[図13]図13は、消化器内の蠕動運動をモデル化したソリトンの移動を示す図である。

[図14]図14は、輪走筋の収縮が生じた小腸内壁画像の一例を示す図である。

[図15]図15は、分節運動または蠕動運動が発生した画像列の一例を示す図である。

[図16]図16は、小腸の運動を考慮した画像貼り合わせ処理の流れを示すフローチャートである。

[図17]図17は、三角パッチの一例を示す図であり、図17(a)は、 f フレームにおける三角パッチを示す図であり、図17(b)は、 $(f+1)$ フレームにおける三角パッチを示す図である。

[図18]図18は、メッシュ状に区切られた画像と、その画像上の制御点を示す図である。

[図19]図19(a)、(b)は、制御点の変形を示す図である。

符号の説明

- [0046] 20 プローブ型内視鏡
- 22 画像処理装置
- 24 先端部
- 26 レシーバー
- 28 表示部
- 32 全方位カメラ

- 34 照明
- 36 鉗子
- 38 洗浄水噴射口
- 42 双曲面ミラー
- 44 撮像部
- 46 レンズ
- 48 撮像面
- 50 カプセル内視鏡
- 60 小腸

発明を実施するための最良の形態

[0047] 以下、本発明の実施の形態に係る内視鏡システムについて図面を参照しながら説明する。

[0048] (実施の形態1)

[内視鏡の構成]

本実施の形態に係る内視鏡の構成として、プローブ型内視鏡とカプセル内視鏡の2種類の内視鏡について説明する。

[0049] 1. プローブ型内視鏡

図1は、本発明の実施の形態1に係るプローブ型内視鏡の構成を示す図である。図2は、図1に示したプローブ型内視鏡20の先端部24の外観図である。プローブ型内視鏡20の先端部24には、全方位カメラ32と、照明34と、鉗子36と、洗浄水噴射口38とが備えられている。

[0050] 全方位カメラ32は、消化器官内を撮像するための装置であり、周囲360度の画像を撮像可能である。照明34は、消化器官内に光を当てるために用いられる。鉗子36は、消化器官内の組織や病巣などを挟んだり圧迫したりするのに用いられる用具である。洗浄水噴射口38は、消化器官内の分泌物が付着した全方位カメラ32を洗浄するための水の噴射口である。

[0051] プローブ型内視鏡20には直交コイルからなるレシーバー26が備えられており、レシーバー26は、プローブ型内視鏡20の位置および姿勢を推定するために用いられる

- 。
- [0052] 全方位カメラ32で撮像された画像は、プローブ型内視鏡20に接続された画像処理装置22の表示部28に表示される。
- [0053] 図3は、全方位カメラ32の内部構成を示す図である。全方位カメラ32は、双曲面ミラー42と、撮像部44とを備えている。双曲面ミラー42とは、2葉双曲面の一方の双曲面の形状をしたミラーである。撮像部44は、双曲面ミラー42で反射した光を受光するレンズ46と、撮像面48とを含む。なお、レンズ46は、2葉双曲面の他方の双曲面の焦点位置にレンズ中心を有するものとする。
- [0054] 双曲面ミラー42を用いた全方位カメラ32は、山澤らにより提案されたHyperOmni Visionを用いるものとする。
- [0055] 図4を参照して、双曲面ミラー42は、2葉双曲面のうち $Z > 0$ の領域にある双曲面をミラーとして用いたものである。2葉双曲面とは双曲線を実軸(Z軸)周りに回転することで得られる曲面である。2葉双曲面は、 $(0, 0, +c)$ と $(0, 0, -c)$ との2つの焦点を持つ。ただし、

[数1]

$$c = \sqrt{a^2 + b^2}$$

である。ここで、図5に示すようにZ軸を鉛直軸とする3次元座標系O-XYZを考える。この時2葉双曲面は以下の式(1)で表わされる。

[数2]

$$\frac{X^2 + Y^2}{a^2} - \frac{Z^2}{b^2} = -1 \quad (1)$$

- [0056] なお、定数aおよびbは、双曲線の形状を定義するものである。図6を参照して、全方位カメラHyperOmni Visionは、鉛直下向きに設置された $Z > 0$ の領域にある双曲面ミラー42とその下に鉛直上向きに設置された撮像部(図示せず)とから構成される。この時、双曲面ミラー42の焦点OMおよびカメラのレンズ中心OCは、それぞれ2葉双

曲面の2つの焦点(0, 0, +c)および(0, 0, -c)に位置するように双曲面ミラー42および撮像部が配置される。画像面xyはXY平面に平行で、かつ撮像部のレンズ中心OCからカメラの焦点距離fだけ離れた平面とする。双曲面ミラー42の反射面、双曲面ミラー42の焦点OMおよびカメラのレンズ中心OCは以下の式(2)で表わされる。

[数3]

$$\left\{ \begin{array}{ll} \text{ミラー面} & \frac{X^2 + Y^2}{a^2} - \frac{Z^2}{b^2} = -1 (Z > 0) \\ \text{ミラーの焦点OM} & (0, 0, +c) \\ \text{カメラのレンズ中心O C} & (0, 0, -c) \end{array} \right. \quad (2)$$

[0057] 図6を参照して、空間中の任意の点P(X, Y, Z)に対する画像上での写像点をp(x, y)とした時、点Pの方位角 θ は以下の式(3)で表わされる。

$$\tan \theta = Y/X = y/x \quad \dots (3)$$

[0058] すなわちY/Xで定められる点Pの方位角 θ は、y/xで定められる写像点pの方位角 θ を算出することにより得られる。このように360度パノラマ状の領域内にある対象物体の方位角 θ が、その物体の画像面上の写像の方位として直接現れる。

[0059] また、図7を参照して、点PとZ軸とを含む鉛直断面を想定すると、点Pと写像点pとの間には、以下の式(4)の関係が成立つ。

[数4]

$$\left\{ \begin{array}{l} Z = \sqrt{X^2 + Y^2} \tan \alpha + c \\ \alpha = \tan^{-1} \frac{(b^2 + c^2) \sin \gamma - 2bc}{(b^2 - c^2) \cos \gamma} \\ \gamma = \tan^{-1} \frac{f}{\sqrt{x^2 + y^2}} \end{array} \right. \quad (4)$$

- [0060] すなわち双曲面ミラー42の焦点OMからの点Pの方位角 θ および俯角 α は、カメラのレンズ中心OCを双曲面の焦点位置に設けることで、写像点p(x, y)より、一意に求められる。この時、双曲面ミラー42の焦点OMは固定されているため、入力画像を双曲面ミラー42の焦点OMからみたカメラを鉛直軸周りに回転して得られる画像(パノラマ画像)または通常のカメラの画像に変換できる。
- [0061] 全方位カメラHyperOmni Visionに関しては、「山澤一誠他:” 移動ロボットのナビゲーションのための全方位視覚センサ”, 電子情報通信学会論文誌D-II Vol. J79-D-II No. 5pp. 698-707(1996年5月)」などに詳しく開示されている。
- [0062] 2. カプセル内視鏡
- 図8は、カプセル内視鏡の構成を示す図である。カプセル内視鏡50は、双曲面ミラー42および撮像部44からなる全方位カメラと、照明34と、レシーバー26とを備えている。撮像部44で撮像された画像は、外部に設けられた画像処理装置に配信され、画像処理装置において画像処理および画像表示が行われる。
- [0063] [消化器官展開画像の作成]
- 以上のようにして構成された内視鏡(プローブ型内視鏡またはカプセル型内視鏡)に装着された全方位カメラ32を用いて映像を獲得する。特に、カプセル内視鏡50では、封入可能な全方位カメラ32によって、内視鏡の周囲360度の映像を獲得する。
- [0064] 内視鏡画像の1フレームから獲得できる周囲映像の範囲は狭いが、内視鏡の移動を復元することにより、フレーム毎の映像を重ね合わせることができる。
- [0065] 図9は画像処理の内容を説明する概念図である。図9(a)は、小腸60内をカプセル内視鏡50が移動する様子を示した図である。カプセル内視鏡50は、図中矢印で示すように、小腸60の分節運動および蠕動運動に従い、小腸60内を口腔側から肛門側へ進行する。分節運動とは、小腸60内に隣接する輪走筋が同時に間欠的に収縮することによって発生する運動のことである。また、蠕動運動とは、輪走筋と縦走筋の組合せによって生じる運動で、食物を前方に送るための運動のことである。
- [0066] カプセル内視鏡50は、消化器官内を約8時間かけて通過することから、進行速度は緩やかである。このため、フレーム間の画像は重なりが多く、密な画像の貼り合わせが可能である。

[0067] よって、図9(b)のように、全方位カメラにより得られた画像をパノラマ画像に変換し、図9(c)のように、消化器官の形状を単純な幾何学形状にモデル化し、その上に画像を貼り合わせる。その後、図9(d)に示すような消化器官の一部を切断した展開画像を生成することで、仮想的な消化器官の解剖画像を得ることができる。このため、医師は、解剖画像を見ることにより、病巣の発見をすばやく行なうことができ、診断に大きな支援となり得る。そのためには、カメラの移動成分を正確に検出することが大きな課題である。

[0068] [全方位カメラの運動推定および画像生成]

全方位カメラ32の運動は、時間的に連続する画像列における対応する画像点から検出することができる。全方位カメラ32では、対応点が撮像面48に方位として投影されている。このため、球座標系を用いて画像を表現することができる。

[0069] 図10は、球座標系における全方位カメラ32の移動を示す図である。図10においては、全方位カメラ32の移動を座標系の移動として表現しており、移動前後の全方位カメラ32位置における同一の対応点を対応点70として図中に示している。なお、全方位カメラ32位置は、座標系の原点である。

[0070] 球座標系とXYZ座標系の関係は次式(5)により示される。

[数5]

$$\begin{aligned} X &= \rho \sin \phi \cos \theta \\ Y &= \rho \sin \phi \sin \theta \\ Z &= \rho \cos \phi \end{aligned} \quad (5)$$

[0071] 球座標系では、撮像面 (ρ_0, ϕ, θ) における3次元座標点 (ρ, Φ, Θ) は、撮像面で次式(6)に従い投影される。

[数6]

$$\begin{aligned}\phi' &= \Phi' \\ \theta' &= \Theta'\end{aligned}\tag{6}$$

[0072] また、カメラ移動後の座標系と移動前の座標系との関係は、回転行列Rと、並進行列t

によって表現でき、次式(7)に示す関係が成り立つ。

[数7]

$$\begin{pmatrix} \rho' \\ \Phi' \\ \Theta' \end{pmatrix} = \mathbf{R} \begin{pmatrix} \rho \\ \Phi \\ \Theta \end{pmatrix} + \mathbf{t}\tag{7}$$

$$\mathbf{R} = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{pmatrix}, \mathbf{t} = \begin{pmatrix} \rho_t \\ \Phi_t \\ \Theta_t \end{pmatrix}$$

[0073] カメラから対象点までの距離を一定値 ρ_0 であると近似し、式(7)を式(6)に代入すると、次式(8)の関係が成立し、固定された複数の3次元座標点から回転パラメータおよび並進パラメータが求められる。

[数8]

$$\begin{aligned}\phi' &= r_{21}\rho_c + r_{22}\phi + r_{23}\theta + \phi_t \\ \theta' &= r_{31}\rho_c + r_{32}\phi + r_{33}\theta + \theta_t\end{aligned}\tag{8}$$

[0074] しかしながら、消化器官内壁は分節運動をするため、その映像もゆっくりした動きが見られる。しかし、モザイクングで採用する画像列においては、非常に小さな動きに限定するため、連続する数フレーム間における3次元対象物の移動速度を線形に近似することができる。したがって、画像撮像時刻 t_i において1つ前の画像撮像時刻 t_{i-1} から決定したカメラ運動を投影面上に投影したときのズレ量 D_i が1つ後の画像撮像時

刻 t_{i+1} においても保たれるように、カメラ運動パラメータが決定される。ズレ量 D_i は毎時計測を行い、短時間では線形近似、長時間では非線形なカメラ運動パラメータが求められるようにする。

- [0075] カメラ運動が決定すると、次に消化器官をその形状の概略を表す円筒等でモデル化し、円筒面に画像を投影する。この際、貼り合わせる画像によって見える角度の異なった画像を生成する。図11は、見える角度の異なる画像の一例を示す図である。図11に示すように、内視鏡の前方45度の消化器官内の周囲360度のパノラマ画像と、内視鏡側方のパノラマ画像と、内視鏡後方45度のパノラマ画像とを一度に表示する画像を生成する。
- [0076] 図12は、パノラマ画像の生成方法を説明するための図である。まず、内視鏡50(20)の全方位カメラ32により撮像された画像に基づいて、全方位カメラ32が内壁側面90を正面から捉えたパノラマ画像84を生成する。この際、数10秒間のカメラ運動の平均をカメラの標準姿勢とし、その姿勢から側面を捉えたパノラマ画像84を数10秒間に渡る複数の画像よりビデオモザイク処理を行うことにより求める。この操作をカメラ運動の全てに適用し、側方正面から消化器官の内壁を見たパノラマ画像84を生成する。
- [0077] 次に、消化器官の襞を観察しやすいパノラマ画像を生成する。標準姿勢から内視鏡50(20)の側方より前方、例えば45度前方の見込み角にある画像を貼り合わせる画像とし、ビデオモザイク処理により複数の画像の貼り合わせを行い、内視鏡の側方より前方方向に位置する消化器官の内壁92を見たパノラマ画像82を生成する。同様にして、内視鏡の側方より後方に位置する消化器官の内壁94を見たパノラマ画像86を生成する。
- [0078] 次に、運動する消化器官を撮影した全方位カメラ映像から、カメラの運動を推定するだけでなく、消化器官の3次元情報を推定し、任意の角度から眺めた内壁の画像を生成する技術について説明する。
- [0079] 従来、カメラの運動を推定する問題では観測対象は静止していると仮定していたが、腸内の映像では分節運動がおこるため観測対象の静止を仮定することが困難である。しかし、その運動は非常にゆっくりした速度であるので、以下のような2段階からな

る手法によりカメラの運動を推定することができる。

- [0080] (1) ビデオ映像の連続した2枚の画像からエピポーラ拘束条件を用いてカメラ運動を推定する。2枚の画像は非常に短い間隔で撮影されているので、その間は観測対象が静止していると仮定する。
- [0081] (2) 時系列で得られた多数の画像を用い、バンドルアジャストメントの技術に基づいて、(1)の方法で得られたカメラの運動を補正する。画像を取得した時間に差が発生するため、その間に分節運動が起こる。そのため追跡している特徴点の位置に時間変化の項を加えてカメラ運動を推定する。
- [0082] まず、(1)の方法では画像中から特徴点を抽出し、連続する画像間でその特徴点を追跡する。これらを行う技術は様々提案されているので、その手法を用いる。例えば、「C. Harris and M. Stephens, “A combined corner and edge detector,” In Proc. Fourth Alvey Vision Conference, pp. 147-151, 1988.」や「B. Lucas and T. Kanade, “An Iterative Image Registration Technique with an Application to Stereo Vision,” Proc. of 7th International Joint Conference on Artificial Intelligence (IJCAI), pp. 674-679.」などに記載の方法が知られている。
- [0083] すなわち、ここでは、これらの手法と同様にカメラ運動を推定する。異なる視点から得られた2つの画像の対応する特徴点 m 、 m' はエピポーラ拘束によって基礎行列 E を用いると、 $mEm' = 0$ なる関係が成立する。ここで、7組以上の特徴点が多得られた場合、基礎行列 E を決定することができ、基礎行列 E は座標系の回転行列 R と平行移動ベクトル t とに分解することが可能である。このため、カメラ運動を推定することができる。ただし、特徴点の対応付けには誤差が含まれるのでロバスト推定の手法であるRANSAC (Random Sample Consensus) アルゴリズムを用いて誤対応を除去する。カメラ運動がわかった場合には、三角測量の原理から特徴点の3次元空間中での位置を計算することができる。腸を観測した場合には、特徴点は円筒状に並ぶ。そこで計算された特徴点の位置に対して円筒モデルをフィッティングし、円筒の中心 v_c と軸の向き v_a とを推定する。これらは最小二乗法を用いて計算する。
- [0084] 次に(2)の方法では、上述の方法によって求めたカメラ位置と特徴点の位置とを多

数の画像を用いて補正する。この方法では、次式(9)で表される誤差を最小化する。ここで M_i は3次元空間中の特徴点の位置、 m_{ij} は M_i に対応する画像番号 j での特徴点の画像中での位置である。 R_j, t_j は画像番号 j でのカメラの位置姿勢を表す。バンドルアジャストメントではパラメータを M_i, R_j, t_j として誤差を最小化する。最小化にはLevenberg-Marquardt法などの反復計算を用いる。

[0085] しかし、腸内の映像では分節運動によって観測の間に3次元における位置 M_i が移動するため上記の誤差を修正し、次式(10)で表される誤差を最小化する。ここで関数 f が分節運動を表すモデルである。分節運動は上述したように、隣接する輪走筋が同時に間欠的に収縮することによって発生する。輪走筋は一定間隔で並んでいるので、消化器官内壁の変化は正弦波で近似することが可能で、次式(11)のように関数 f を表す。

[数9]

$$\sum_j^K \sum_i^N |P(R_j, M_i + t_j) - m_{ij}|^2 \quad (9)$$

$$\sum_j^K \sum_i^N |P(R_j, f(M_i, j) + t_j) - m_{ij}|^2 \quad (10)$$

$$\begin{aligned} f(M, j) &= M + a \sin(bj - cv) v_n \\ v &= (M - v_c) \cdot v_a \\ v_n &= M - v_c - v \end{aligned} \quad (11)$$

[0086] ここで v_c, v_a は上述の円筒モデルの中心位置と軸の向きとである。関数 f はパラメータ a, b, c で表されるので、バンドルアジャストメントにおいて用いるパラメータに a, b, c を加えて誤差を最小化する。

[0087] また、パノラマ画像を生成するためのカメラ移動成分を、画像以外に内視鏡に取り付けたセンサによって獲得した結果を利用する方法がある。磁界やマイクロ波などを利用し、センサの位置・姿勢6自由度を実時間推定することが市販技術として存在する。これらのセンサにより得られた3次元位置姿勢情報からパノラマ画像の生成を行うこともできるが、通常、このようなセンサの推定精度は、磁気センサの場合、角度精度

が0.5度、位置精度が1.8mm程度のため、それらの情報をそのまま利用してもカメラ運動が不正確である。このため、正確なパノラマ画像を生成することが困難である。そこで、これらのセンサにより得られた3次元位置姿勢情報を上述のカメラの運動推定手法の初期値とすることで、より高速な画像生成が可能になる。

[0088] なお、位置・姿勢推定用磁気センサとしては、以下のようなものがある。

オリンパス株式会社の販売する内視鏡挿入形状観測装置UPD(オリンパス株式会社の商標)では、磁気センサによる内視鏡の全体形状の計測が可能である。

[0089] また、一般に磁気センサを用いた位置計測の代表的な手法としては、交流電流を流したトランスミッタ(直交コイル)の磁界中に、内視鏡先端部に装着したレシーバー(直交コイル)を置くと、レシーバーに起電流が誘起されることを利用し、この起電流の大きさからトランスミッタを基点としたレシーバーの位置および方位を計算する手法がある。たとえば、Polhemus Inc. のFASTRACK(Polhemus Inc. の登録商標)では3次元座標値(X、Y、Z)およびオイラー角(Pitch, Yaw, Roll)の6自由度の測定が可能である。

[0090] また、直流磁界を利用した磁気センサminiBIRD(Ascension Technology Corporationの登録商標)は、10mm×5mm×5mmの小型センサで、医療機器の先端に取り付けることで、実時間で6自由度の値(3次元座標値とオイラー角)が計測できる。さらに、磁気センサと同様に、マイクロ波などの電波のアンテナへの到着時間の遅れを利用し、発信源の3次元位置を推定する手法を利用することでもパノラマ化のための初期値を与えることができる。

[0091] 以上説明したように、本実施の形態によるとプローブ型内視鏡に対し、全方位カメラを用いることにより、現状の内視鏡より視認性の良い全方位内視鏡が容易に実現できる。すなわち、従来のプローブ型内視鏡で苦手であった側方の視認が用意に実現できる。

[0092] また、見込み角を考慮したパノラマ画像を医師に提示することができる。このため、従来のプローブ型内視鏡では苦手であった側方よりも後方の画像を医師に提示することができる。特に、下部内視鏡は、直腸および大腸の大きな襞を観察することが多く、大腸の大きく曲がった部位の襞の裏面は、現状の内視鏡では見えないことから、

病巣の見落としの危険があるが、全方位内視鏡でその危険回避に繋がる可能性が高い。

[0093] さらに、近い将来、実用化されるカプセル内視鏡は消化器官内を食物と同じ流れで移動するため、その方向、位置の制御は困難で、現状の前方視野だけでは、周囲映像を撮影できない場合もありえる。それに対し、全方位カメラを備えたカプセル内視鏡は、視野が側方の全周囲で、かつカバー領域が広いため、一部を撮り残す可能性は低い。また、カメラで撮影した大量の画像データを効率よく検査するには、非常に熟練した技術を必要とする。大量の画像をパノラマ映像として貼り付け、展開した画像は、内視鏡に熟練していない消化器系の医師でも診断が容易で、医療技術の向上にも役立つ。

[0094] さらにまた、画像からのカメラ運動の推定は、通常、パノラマ生成に適した精度は得られるものの、急激に内視鏡の位置や姿勢に変化が生じた場合には、誤った推定をしてしまう可能性もある。そこで、本発明では、磁気センサ等の位置・姿勢センサを併用することによって、大局的な位置および姿勢を予め位置・姿勢センサで計測し、その後の詳細な位置・姿勢推定を画像処理により行なうことができる。このため、大きな誤推定をセンサで防ぐことができ、パノラマ画像生成の高精度化とともに、パノラマ画像生成の高速化が可能になる。

[0095] また、式(11)に示すように、カメラ運動の補正を行う際に、分節運動における消化器官内壁の変化を正弦波で近似している。このため、より正確なカメラ運動を求めることができる。ひいては、正確なパノラマ画像生成を行なうことができる。

[0096] (実施の形態2)

次に、本発明の実施の形態2に係る内視鏡の構成について説明する。実施の形態2に係る内視鏡の構成は、実施の形態と同様のプローブ型内視鏡またはカプセル内視鏡と同様の構成を有する。ただし、以下の3点で実施の形態1とは異なる。

[0097] (1)実施の形態1では、全方位カメラ32の運動推定を時間的に連続する画像列における対応する画像点から検出しているのに対し、実施の形態2では、画像中の特徴的な領域を求めることにより、領域間での対応を行う。

[0098] (2)また、実施の形態1では、消化器官内壁の分節運動を定式化して、カメラ運動

の補正を行ったが、実施の形態2ではそれに加え、消化器官内壁の蠕動運動をも定式化する。

[0099] (3)さらに、実施の形態1では、時間的に連続する画像間で対応点を求めることにより、カメラの運動推定を行い、その後に画像を貼り付けパノラマ画像を生成するという処理を行っていたが、本実施の形態では、エネルギー最小化問題を適用させることにより、カメラの運動推定とパノラマ画像の作成とを同時に行うようにしている。

[0100] 以下、これらについて詳細に説明する。

[(1)領域間の対応について]

消化器官内壁のように、カメラから入力される画像における明瞭な特徴点検出が不可能な場合に対処するため、画像を小領域(8x8または16x16画素)のブロックに分割し、内部のテクスチャ成分を判定する。判定式は次式(12)を用いる。

[数10]

$$E_{texture} = \sum_x \sum_y \{I_x^2(x, y) + I_y^2(x, y)\} \quad \text{-----(12)}$$

[0101] ただし、 $I_x(x, y)$ および $I_y(x, y)$ は、画像中の点(x, y)の画素値を $I(x, y)$ としたときのx軸およびy軸に沿った一次微分をそれぞれ表す。判定式の値が閾値以上となるブロックは特徴領域と判定され、隣接画像間で類似する領域の探索が行われる。このような計算方法により、画素値の微分値の合計が大きいところを特徴領域とすることができる。

[0102] [(2)消化器官内壁の運動のモデル化]

上述のようにカメラの移動を連続する画像列から復元し、重複する画像領域を貼り合わせて大きな静止画を生成する方法はビデオモザイクングとして知られ、MPEG-4においてもスプライト圧縮法として知られている。このビデオモザイクングでは、事前に大きな背景を送信し、その前景となる小さな移動成分を逐次送信し復元することで、効率的な動画再生を行うことができる。しかしながら、従来のビデオモザイクングでは、背景における固定した特徴点または領域が、カメラ移動によってどのように画像

上で移動したかを検出することにより、カメラ運動を推定していた。

- [0103] 一方、小腸および消化器の内壁は食物またはカプセルを先へ送り出すために、絶えず運動を繰り返しており、固定した特徴点は存在しない。また内壁は柔軟物であるので少しの伸縮はあるが、内臓筋繊維の収縮で柔らかな襞を作る。このため、従来の手法をそのまま適用し、静止画を生成することは困難である。
- [0104] そこで本発明では、動きを伴う消化器内壁に対するカメラの移動を復元し、カメラおよび消化器内壁の動きを仮想的に止めて静止画に貼り合わせることで、消化器内壁の展開画像を生成する。精度良い展開画像を作成するためには、カメラで撮影された見かけの画像が連続フレームにおいて大きく変わらない時間区間の映像を採用する。
- [0105] まず、連続した画像列における画像の動きは、カメラの移動によるものと、消化器内壁の運動によるものとに分類できる。このうちカメラの移動については、移動に関する制約がないためカメラ自体が様々な方向を向いてしまうが、その一方で、消化器内壁の運動は内臓によって固有の運動がある。すなわち、カプセル内視鏡が有効な小腸では、消化器内壁の動きは分節運動と蠕動運動とによって表現することが可能である。分節運動は、隣接する輪走筋が同時に間欠的に収縮することによって発生する運動で、一定間隔に並ぶ輪走筋の収縮による小腸内壁の変化は、実施の形態1と同様に式(11)の正弦波を含む関数 f で近似することが可能である。
- [0106] 一方、蠕動運動は輪走筋と縦走筋の組合せによって生じる運動で、食物を前方に送るために、連続した波が現れるのではなく、図13に示すように、孤立した波が進んでいく。
- [0107] この波は一定の速度と形を持つ進行波であるソリトン f と考えられ、次式(13)の非線形波動方程式のKdV(Korteweg-de Vries)方程式で表現することができる。

[数11]

$$f_t + f_{xxx} + 6ff_x = 0 \quad \text{-----}(13)$$

[0108] ここで、 f_t は、関数 f の t に関する第1次偏導関数を示し、 f_x は、関数 f の x に関する第1次偏導関数を示し、 f_{xxx} は、関数 f の x に関する第3次偏導関数を示す。

[0109] 進行方向の位置 x 、時間 t において、進行方向の速度を c とすると、一つの解として、次式(14)で示されるソリトン f が考えられる。

[数12]

$$f = f(x, t) = 3c \operatorname{sech}^2 \left[\frac{\sqrt{c}(x - ct)}{2} \right] \text{----- (14)}$$

[0110] 分節運動の正弦波、蠕動運動のソリトンはカメラからの見かけの動きではないため、カメラで得られた画像における変動から正弦波およびソリトンを分離する必要がある。この分離のために分節運動、蠕動運動が発生していると考えられる画像上における特徴を利用する。分節運動、蠕動運動ともに輪走筋の収縮が発生したとき、縦走筋に沿って皺が発生し、輪走筋が収縮した部位で図14に示すような放射状の皺が現れる。その収縮があるときは分節運動または蠕動運動が生じていると考えられ、その連続する過去の画像にも分節運動または蠕動運動による内壁の移動成分があったと考えられる。しかしながら、図14に示す状態は、小腸内壁の運動が大きくなりすぎ、隣接する画像における同一領域と著しく見え方が異なるため、貼り合わせには利用しない。そこで図14の状態が現れる以前の数フレームにおいて、内臓収縮による変動として小領域移動量が所定の閾値以上のとき、それ以降の画像列は貼り合わせに使用しない。すなわち、図15に示す画像列において小領域202の移動量が所定の閾値以上のときは、それ以降の画像(図15の区間Bの画像)は貼り合わせに使用しない。

[0111] 図14の状態から数フレーム前の貼り合わせに使用される画像(図15の画像204)には分節運動または蠕動運動による変動があるため、正弦波またはソリトンによる画像の修正を適用する。それ以外のフレームの画像(図15の区間Aの画像)においては小腸の動きはモデル化されない微小動きとカメラの移動による画像変動と考えられる。したがって、貼り合わせる画像は小腸の運動がほとんどない状態または分節運動また

は蠕動運動が緩やかな運動区間と考えられる。

[0112] そこで、図16に示すフローチャートに従い、画像貼り合わせを行う。

最初に全ての画像列から図14に該当する画像を画像処理によって選別し、代表画像とする(S1)。この処理は前方の空洞部となる暗部の大きさが小さくなり、かつ暗部を中心として襞を示すエッジ線分が放射状に広がる代表画像を検出することにより行われる。なお、図15に示されるような連続する画像列から複数の代表画像が検出されたときは、暗部が最も小さくなる画像を代表画像200とする。

[0113] その代表画像200の過去数フレームにおいて、隣り合う画像間における小領域202の運動ベクトルを求め、運動ベクトルの長さが閾値より小さくなるとき、分節運動または蠕動運動の初期段階であると推定する(S2)。

[0114] 初期段階の画像204における分節運動の正弦波および蠕動運動のソリトンは、カメラの方向により異なるため、見かけの波形モデルの推定は困難であるが、初期段階においては画像の周囲の領域の全ては小腸の中心に向かい微小に移動すると推定できる。したがって分節運動または蠕動運動の初期段階(図15の区間A)においては、運動の区別なく、中央方向に向かう画像領域の移動成分の平均を求め、移動量を修正する(S3)。

[0115] その後、エネルギー最小化問題を適用させることにより、カメラの運動推定とパノラマ画像の作成(S4)とを同時に行う。その際、小腸内壁の微小変形をも修正する(S5)。なお、エネルギー最小化問題については、以下にその詳細を説明する。

[0116] [(3)エネルギー最小化問題について]

さらに、上述の判定式(12)に従い求められる特徴領域を画像の制御点およびその近傍領域とし、画像上で制御点を頂点とする三角パッチを密に生成する。なお、以下の説明では、制御点と呼んだ場合には、制御点およびその近傍領域を示す場合もある。

[0117] 図17は、三角パッチの一例を示す図であり、図17(a)は、fフレームにおける三角パッチを示し、図17(b)は、(f+1)フレームにおける三角パッチを示している。図17(a)に示されるように、求められた特徴領域 $I_{k,f}$ を(kは特徴領域の番号、fはフレームの番号)を密に接続することにより、三角パッチが作成される。三角パッチには、m1～

m3のように番号が付される。

- [0118] 隣接画像において、初期値を過去の画像の三角パッチとし、三角パッチの内部エネルギー E_{int} を、制御点近傍領域(特徴領域)の画素値の差分の自乗総和、および三角パッチの面積差分の和で表すと、次式(15)のように三角パッチの内部エネルギー E_{int} が定義される。

[数13]

$$E_{\text{int}} = \sum_k \left[\sum_x \sum_y \{I_{k,f}(x,y) - I_{k,f+1}(x,y)\}^2 \right] + \sum_m (A_{m,f} - A_{m,f+1})^2 \quad \text{----- (15)}$$

- [0119] ただし、 $A_{m,f}$ はフレームfの制御点から張られる三角パッチの面積を表す。また、mは三角パッチの番号を表す。
- [0120] すなわち、式(15)で示される三角パッチの内部エネルギー E_{int} の右辺の第1項が制御点近傍領域の画素差分の自乗総和を示し、連続するフレーム間で特徴領域内の輝度分布が近似している場合に内部エネルギーが小さくなる。第1項を「画像エネルギー」とも呼ぶ。
- [0121] また、当該右辺の第2項が三角パッチの面積差分の和を示しており、連続するフレーム間で対応する三角パッチの面積の変化が少ない、すなわち、三角パッチが変形していなければ内部エネルギーが小さくなる。第2項を「滑らかさの制約を示すエネルギー」とも呼ぶ。
- [0122] 一方、消化器管内は円筒形状をしている。また、全方位カメラHyperOmni Visionでは、視点を通る直線を含むすべての平面は、視点を中心とした球座標系において大円として現れるという性質がある。このことより、外部エネルギー E_{ext} を隣接画像間で再構成したカメラ周囲の円形類似度により定義する。円形類似度は次式(16)により定義され、輝度値の比較的大きな3点以上の制御点を含む複数の大円(3～5本)が、移動後も大円となるような場合に、類似度が小さくなるように、移動後の制御点から大円までの距離の自乗総和により定義する。

[数14]

$$E_{ext} = \sum_n \sum_l \{HC_{l,n,f} - C_{l,n,f+1}\}^2 \dots\dots\dots(16)$$

[0123] ただし、カメラは、時々刻々移動する。このため、カメラ移動による変換行列をHと定義する。また、Cは制御点の座標であり、lは大円の番号、nは大円に含まれる制御点の番号を示す。

[0124] したがって、内部エネルギーと外部エネルギーの重み付け総和
[数15]

$$E = \sum \{\alpha E_{int} + (1-\alpha)E_{ext}\} \dots\dots\dots(17)$$

を最小にする制御点を求めることによって、隣接画像における対応領域を求め、同時にカメラ運動が得られ隣接画像間の変形が得られる。ここで、 α は0以上1以下の定数である。エネルギーEを最小化することにより、カメラの方向を揃えた画像を切り出し貼り合わせたパノラマ画像を生成できる。

[0125] なお、式(15)の第2項に示した滑らかさの制約を示すエネルギーの代わりに、次式(18)および(19)に示される滑らかさの制約を示すエネルギーを用いてもよい。このエネルギーは、隣接する制御点との距離を一定に保とうとするエネルギーを指す。

[0126] 例えば、図18に示すように、1フレーム目において、画像をメッシュに区切る。画像をメッシュに区切ったときの画素間隔をn画素とする(nは自然数)。

[0127] メッシュ上の制御点を図19(a)に示すように5点(制御点102～制御点110)選び、中心の制御点110から他の4点までの距離を l_1^1, l_2^1, l_3^1 および l_4^1 と定義する。

[0128] 次に、2フレーム目において、制御点102、104、106、108および110にそれぞれ対応する制御点112、114、116、118および120を求める。対応する制御点は、通常のパターンマッチング等により求められる。

[0129] ここで、2種類のエネルギーを定義する。

次式(18)に示すエネルギーは、中心の制御点から他の4点までの距離がメッシュの画素間隔に等しくなる場合に最小となるエネルギーであり、このエネルギーを最小

にすることにより、図19(a)に示すような形状を保とうとする制御点を選択される。

[数16]

$$E(x) = \sum_i \left(l'_i(x) - n \right)^2 \quad (18)$$

[0130] ここで、tは、フレーム番号を示し、制御点の組み合わせの番号を示す。なお、このようなエネルギーは、画像中の複数の場所において、求められ、それらの合計エネルギーを求めてもよい。

[0131] また、次式(19)に示すエネルギーは、1つ前のフレームと現在のフレームとの間で、4つの距離がそれぞれ等しくなる場合に、最小となるエネルギーである。このエネルギーを最小とすることにより、前のフレームの制御点の配置構造と同様の配置構造をとるような制御点を選択される。

[数17]

$$E(x) = \sum_i \left(l'_i(x) - l'^{-1}_i(x) \right)^2 \quad (19)$$

[0132] 上述したようなエネルギー最小化問題を解くことにより、連続するフレーム間で、制御点の対応をとることができる。したがって、制御点で囲まれる三角パッチの対応付けに基づいて、各フレームで求められた画像を変形させながら貼り合わせることにより、ビデオモザイク処理された消化器管内の画像を得ることができる。

[0133] 以上をまとめると、変化する小腸内壁において、大きく収縮する区間以外で緩やかに変化する区間の連続画像に対し、同一微小領域を対応付けながらカメラ移動量を求め、同一領域が精密に重なり合うように画像を変形し貼り合わせる。カメラ移動量推定に生じた誤差は貼り合わせるときに画像全体が移動するように修正され、小腸内壁の運動を緩やかに補正しながら制御点周囲の領域画像を貼り合わせることで小腸内壁の展開画像を生成する。

[0134] 以上説明したように、本実施の形態によると、消化器管内の形状とカメラの運動とをモデルパラメータとして表現し、これらのモデルパラメータを利用したエネルギーが最

小となるような位置に制御点を移動させることにより、制御点の対応をとることができる。このため、制御点の対応関係を利用することにより、パノラマ画像を生成することができる。実施の形態1では、カメラの運動推定と画像の貼り付けとを別処理として行っていた。このため、カメラの運動推定が誤っているような場合には、画像の貼り合わせがうまくいかないという場合もあり得るが、実施の形態2ではそのようなことは起こらない。

- [0135] 以上、本発明に係る内視鏡システムについて、実施の形態に基づいて説明したが、本発明は、この実施の形態に限定されるものではない。
- [0136] 例えば、実施の形態で説明した蠕動運動のモデル式(式13)は実施の形態1に適用し、バンドルアジャストメント処理を行い、カメラ運動の補正を行うようにしてもよい。
- [0137] また、現状の内視鏡にアタッチメントとして全方位ミラーを取り付け、全方位視覚を実現するようにしてもよい。
- [0138] また、全方位カメラには、双曲面ミラーを用いるもの以外であっても、円錐ミラー、球面ミラー、放物面ミラー等を用いるものであってもよい。さらに、それらのミラーを複数組み合わせたものであってもよい。
- [0139] また、本発明は、腸管の検査に限られるものではなく、その他の臓器や、血管内の検査等に用いられるものであってもよい。例えば、マイクロマシン技術に本発明を適用し、血管の内壁の画像を撮像するようなシステムに適用してもよい。
- [0140] また、鼻孔、耳の穴、口腔、膣内、膀胱内、尿道などの生体内の動き得る管状物体内の検査に適用してもよい。
- [0141] さらに、カテーテルの先端にカメラを取り付け、心臓内の検査や、血管内の検査等に本発明の技術を適用してもよい。
- [0142] さらにまた、内視鏡の一種である腹腔鏡の先端にカメラを取り付け、食道、胃、十二指腸、胆のう、胆管、虫垂、甲状腺、乳腺、肺等の臓器の検査に本発明の技術を適用してもよい。

産業上の利用可能性

- [0143] 本発明は、内視鏡に適用でき、特に、プローブ型内視鏡やカプセル内視鏡等に適用できる。

請求の範囲

- [1] 物体内を撮像する内視鏡システムであって、
生体内の運動し得る物体内を撮像するカメラと、
前記カメラより得られる複数の画像に対し、ビデオモザイク処理と運動補正処理とエネルギー最小化による画像修正処理とを施すことにより画像を張り合わせ、カメラ運動推定、事前定義可能な生体内の運動補正および事前定義不可能な生体内変形の修正を行い、前記物体内のパノラマ画像を生成する画像生成手段とを備える
ことを特徴とする内視鏡システム。
- [2] 前記画像生成手段は、
前記カメラで撮像された前記物体内の画像に基づいて、前記カメラの運動を推定する運動推定手段と、
前記カメラの運動の推定結果に基づいて、前記カメラで撮像された画像より、前記物体内のパノラマ画像を生成するパノラマ画像生成手段とを備える
ことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。
- [3] 前記運動推定手段は、
前記カメラの観測点を球座標系で表現し、前記カメラより得られる複数の画像より、前記観測点の対応点を検出する対応点検出部と、
複数の前記対応点から前記カメラの運動を表現する運動パラメータを推定する運動パラメータ推定部とを有する
ことを特徴とする請求項2に記載の内視鏡システム。
- [4] 前記運動推定手段は、
前記カメラより得られる時間的に異なる2枚の画像からエピソード拘束条件を用いて前記カメラの運動を推定するカメラ運動推定部と、
前記カメラより得られる時間的に異なる複数の画像を用い、バンドルアジャストメント処理を行い、前記カメラ運動推定部で推定された前記カメラの運動を補正するカメラ運動補正部とを有する
ことを特徴とする請求項2に記載の内視鏡システム。

- [5] 前記カメラ運動補正部は、分節運動による物体内の変化を正弦波で近似し、バンドルアジャストメント処理を行う
ことを特徴とする請求項4に記載の内視鏡システム。
- [6] 前記カメラ運動補正部は、蠕動運動による物体内の変化をソリトンの移動で近似し、バンドルアジャストメント処理を行う
ことを特徴とする請求項4に記載の内視鏡システム。
- [7] 前記物体は、円筒形状の物体であり、
前記パノラマ画像生成手段は、前記物体を円筒形状でモデル化し、前記運動推定時に用いられた特徴点に基づいて、前記カメラより得られる複数の画像を前記円筒形状にフィッティングさせる
ことを特徴とする請求項4に記載の内視鏡システム。
- [8] さらに、自己の位置または姿勢を計測する位置・姿勢センサを備え、
前記運動推定手段は、前記位置・姿勢センサでの計測結果を加味して、前記カメラの運動を推定する
ことを特徴とする請求項2に記載の内視鏡システム。
- [9] 前記画像生成手段は、
前記カメラより得られる複数の画像の各々から、所定サイズの複数の特徴領域を切り出す特徴領域切り出し手段と、
前記複数の画像の各々に含まれる前記複数の特徴領域に基づいて、所定のエネルギーを定義し、当該エネルギーが最小となるように前記複数の画像間での前記複数の特徴領域の対応付けを行い、当該対応付結果に基づいて、前記物体内のパノラマ画像を生成するパノラマ画像生成手段とを備える
ことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。
- [10] 前記所定のエネルギーは、時間的に連続する2つの画像にそれぞれ含まれる前記複数の特徴領域の画素値の差分に基づいて定められるエネルギーである
ことを特徴とする請求項9に記載の内視鏡システム。
- [11] 前記所定のエネルギーは、時間的に連続する2つの画像にそれぞれ含まれる前記複数の特徴領域を接続することにより得られる三角パッチの面積の差に基づいて定

められるエネルギーである

ことを特徴とする請求項9に記載の内視鏡システム。

- [12] 前記カメラは、全方位カメラであり、

前記所定のエネルギーは、前記全方位カメラで撮像された第1の画像を前記全方位カメラの視点を中心とした球座標系に変換した後の画像に現れる大円の座標を前記全方位カメラの移動成分に基づいて補正した座標と、前記第1の画像と時間的に連続する前記全方位カメラで撮像された第2の画像を前記球座標系に変換した後の画像に表れる大円の座標との差に基づいて定められるエネルギーである

ことを特徴とする請求項9に記載の内視鏡システム。

- [13] 前記所定のエネルギーは、前記カメラで撮像された第1の画像中より選択された複数の制御点にそれぞれ対応する前記カメラで撮像された前記第2の画像中の複数の制御点のゆがみ度合いに基づいて定められるエネルギーである

ことを特徴とする請求項9に記載の内視鏡システム。

- [14] 前記所定のエネルギーは、前記カメラで撮像された第1の画像中より選択された複数の制御点と、前記複数の制御点にそれぞれ対応する前記カメラで撮像された前記第2の画像中の複数の制御点との間のゆがみ度合いに基づいて定められるエネルギー

であることを特徴とする請求項9に記載の内視鏡システム。

- [15] 前記複数の特徴領域は、前記画像に含まれる複数の前記所定サイズの領域のうち、当該領域内部の画素値の微分値の自乗和が所定のしきい値よりも大きい領域である

ことを特徴とする請求項9に記載の内視鏡システム。

- [16] 前記カメラは、全方位カメラであり、

前記画像生成手段は、前記全方位カメラより得られる複数の画像に対し、ビデオモザイク処理を施し、前記全方位カメラの進行方向に直交する方向に対し、一定の見込み角を有するパノラマ画像を生成する

ことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

- [17] 前記カメラは、消化器官内に挿入されるプローブの先端に装着されている

ことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

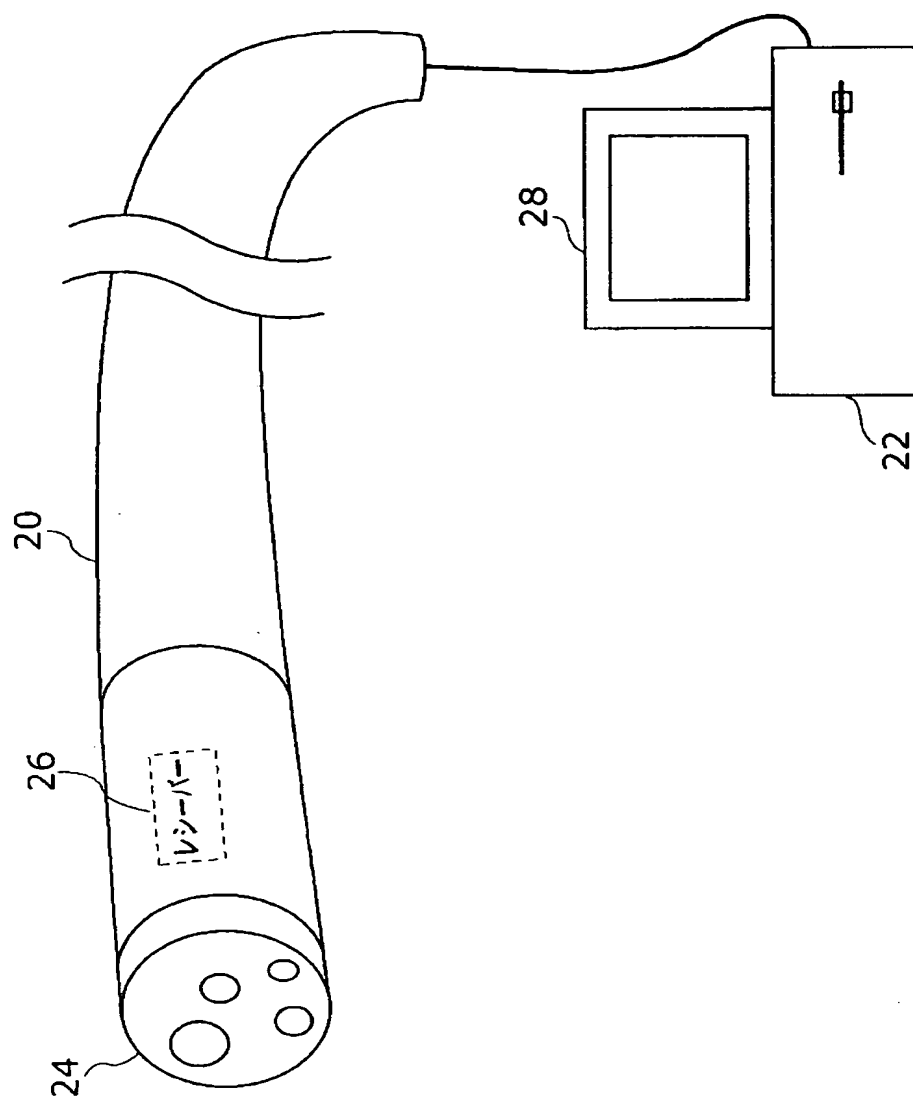
- [18] 前記カメラは、人間または動物が飲み込むことができるカプセル内に収納されている

ことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

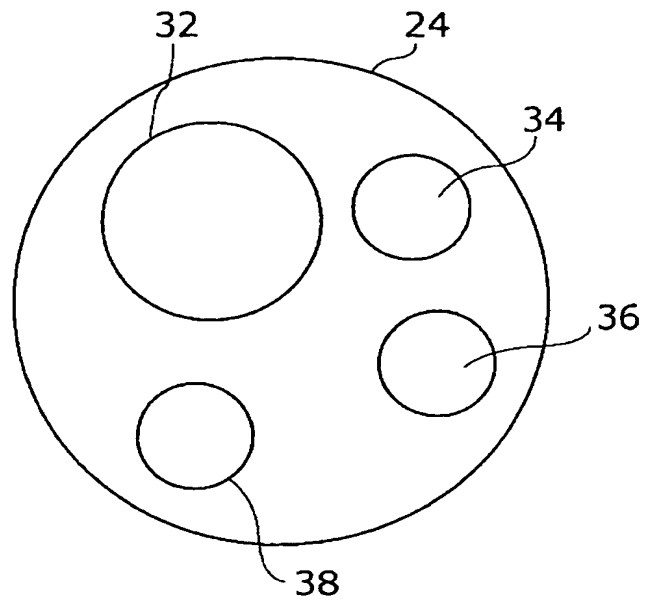
要 約 書

死角がなく、医師による病巣の見落としを防止可能な内視鏡は、消化器官内を撮像する内視鏡であって、内視鏡の先端部(24)には、全方位カメラ(32)と、照明(34)と、鉗子(36)と、洗浄水噴射口(38)とが備えられている。全方位カメラ(32)は、消化器官内を撮像するための装置であり、周囲360度の画像を撮像可能である。プローブ型内視鏡(20)には直交コイルからなるレシーバー(26)が備えられており、レシーバー(26)は、プローブ型内視鏡(20)の位置および姿勢を推定するために用いられる。全方位カメラ(32)で撮像された画像は、プローブ型内視鏡(20)に接続された画像処理装置(22)の表示部(28)に表示される。画像処理装置では、全方位カメラ(32)より得られる複数の画像に対し、ビデオモザイク処理を施し、消化器管内のパノラマ画像を生成する。

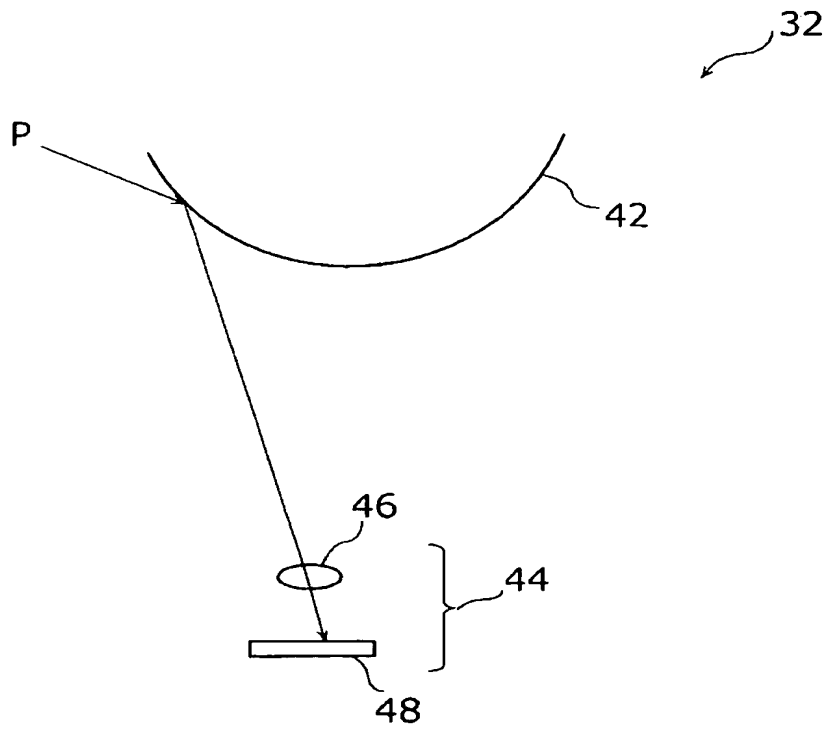
[図1]



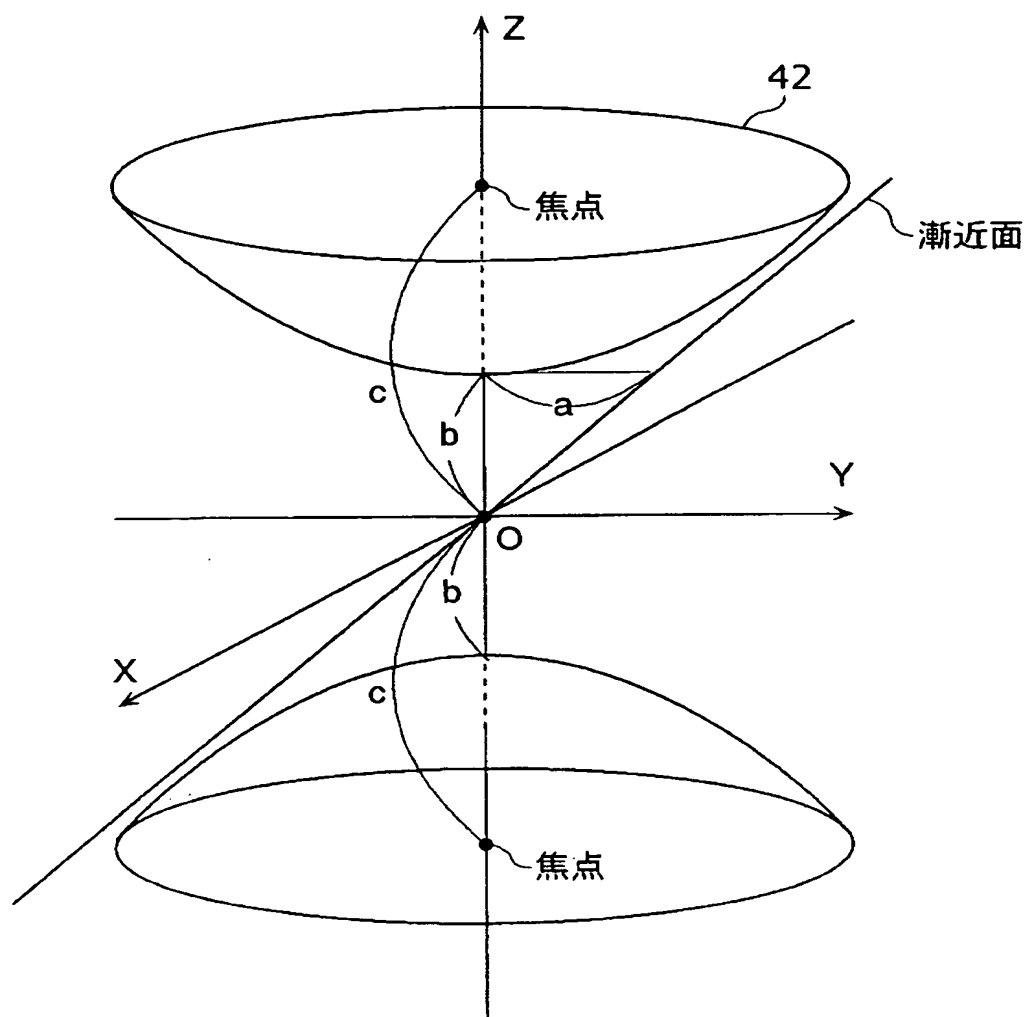
[図2]



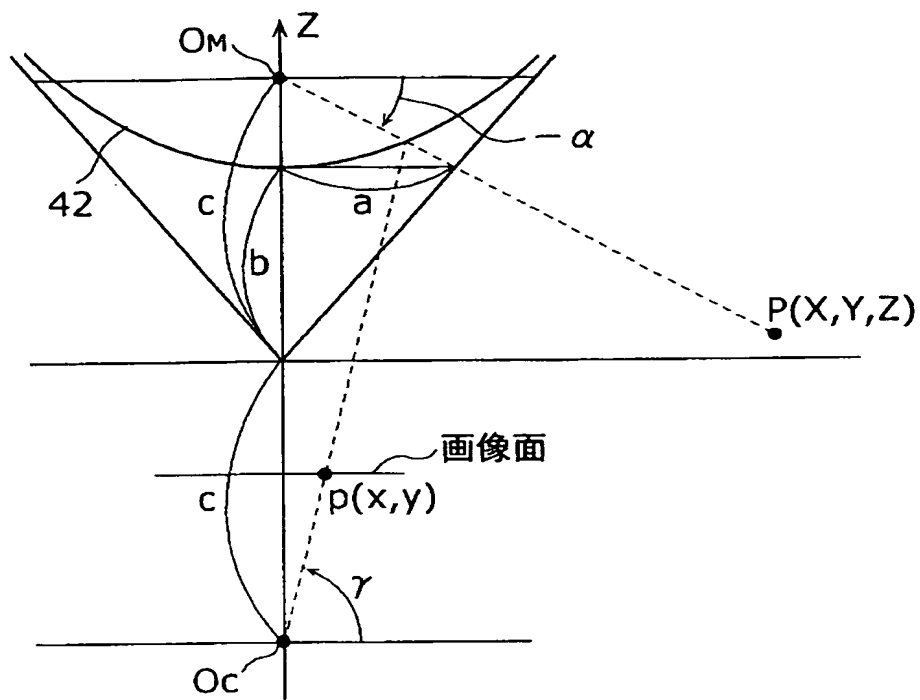
[図3]



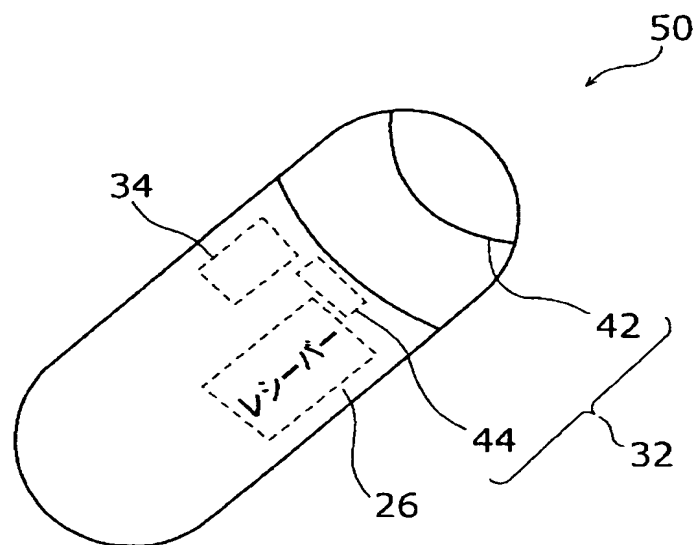
[图4]



[図7]

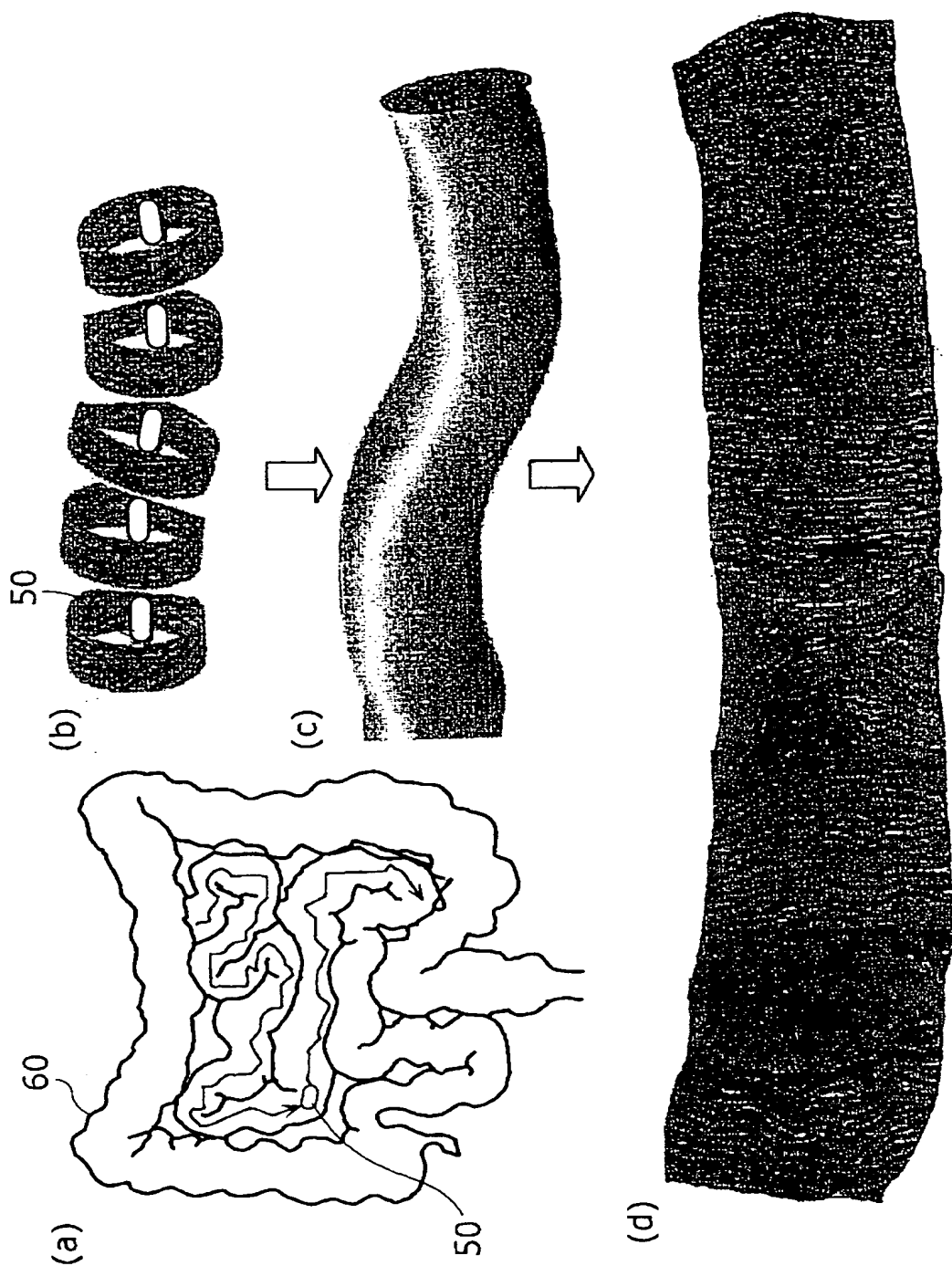


[図8]

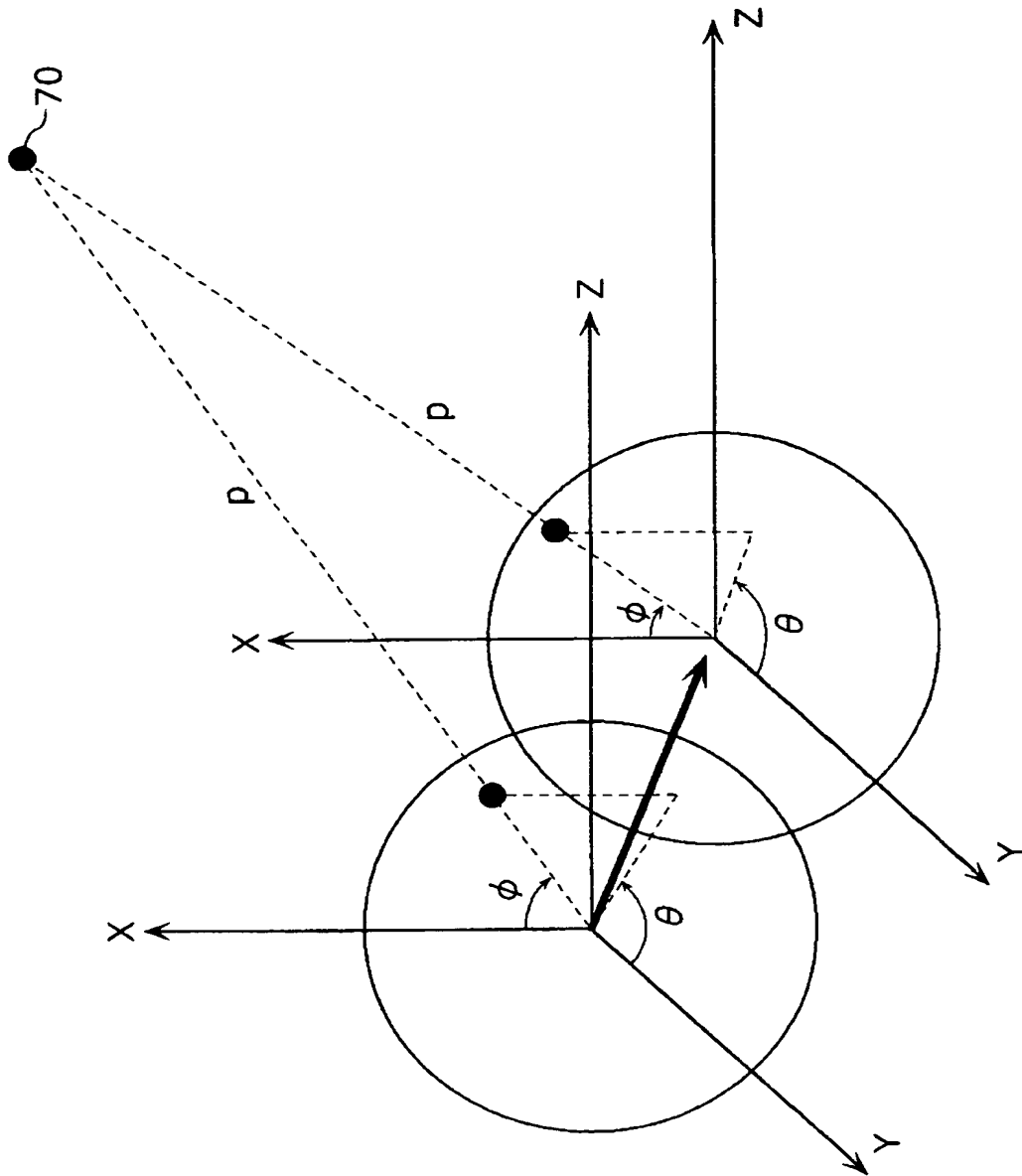


BEST AVAILABLE COPY

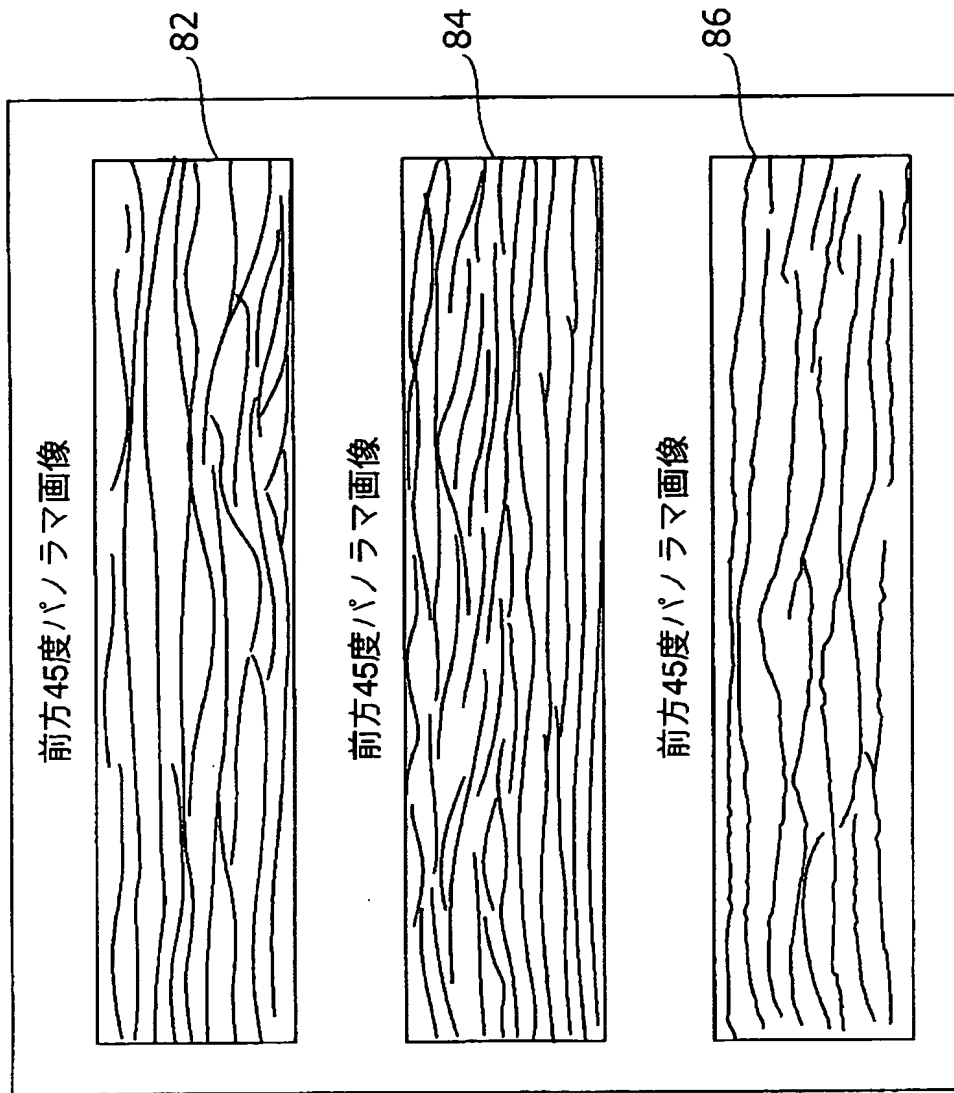
[图9]



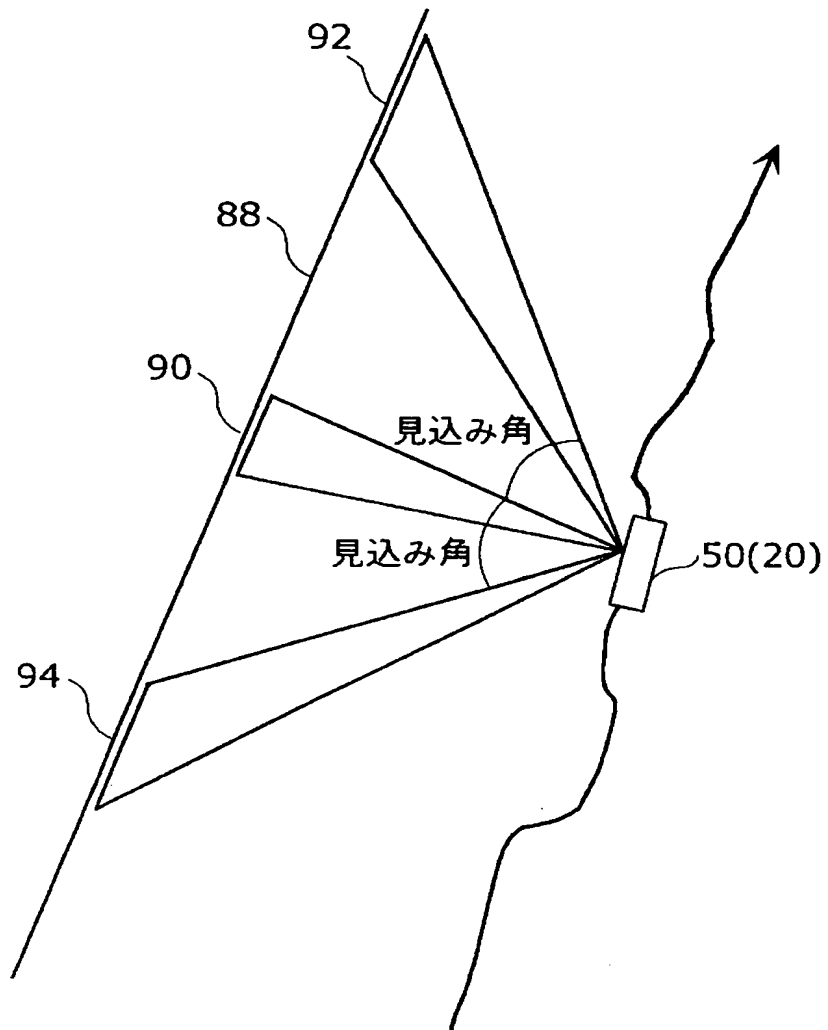
[図10]



[図11]



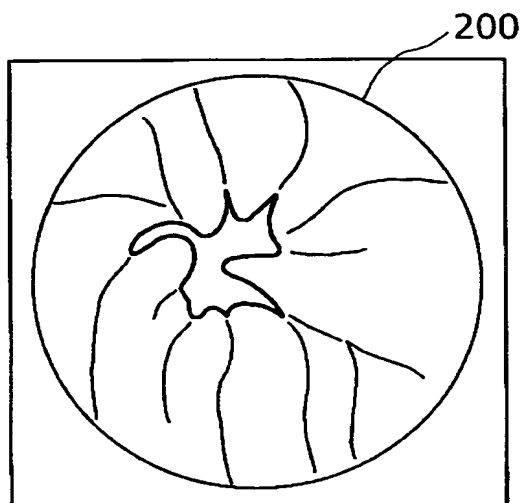
[図12]



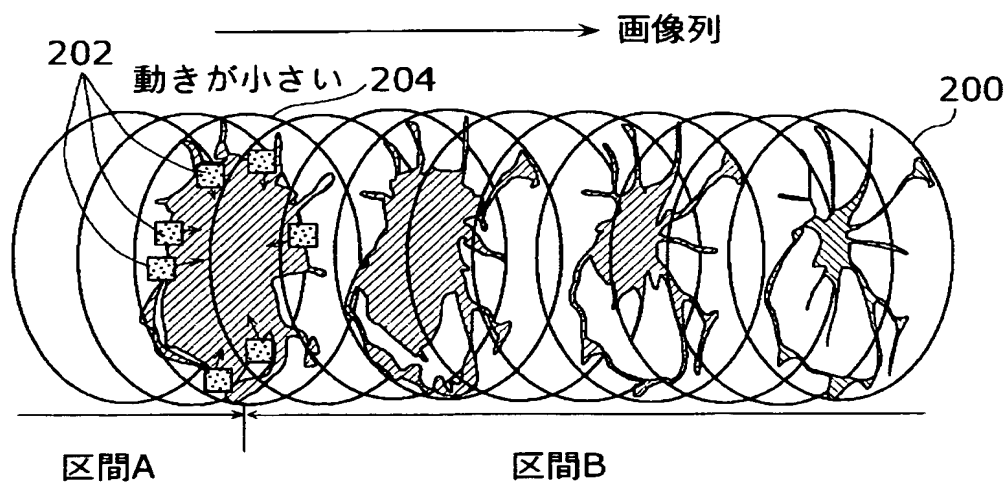
[図13]



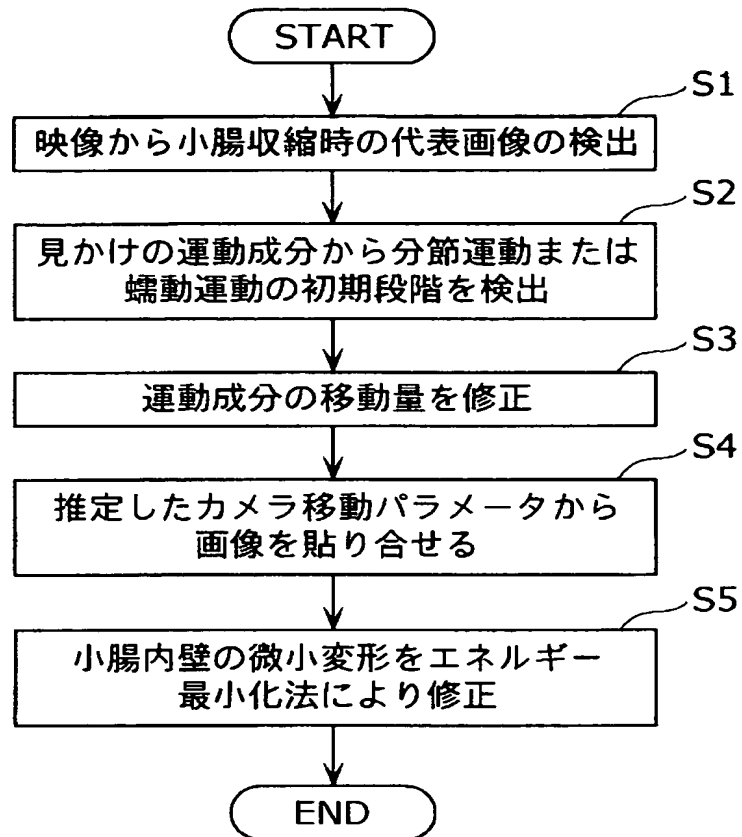
[図14]



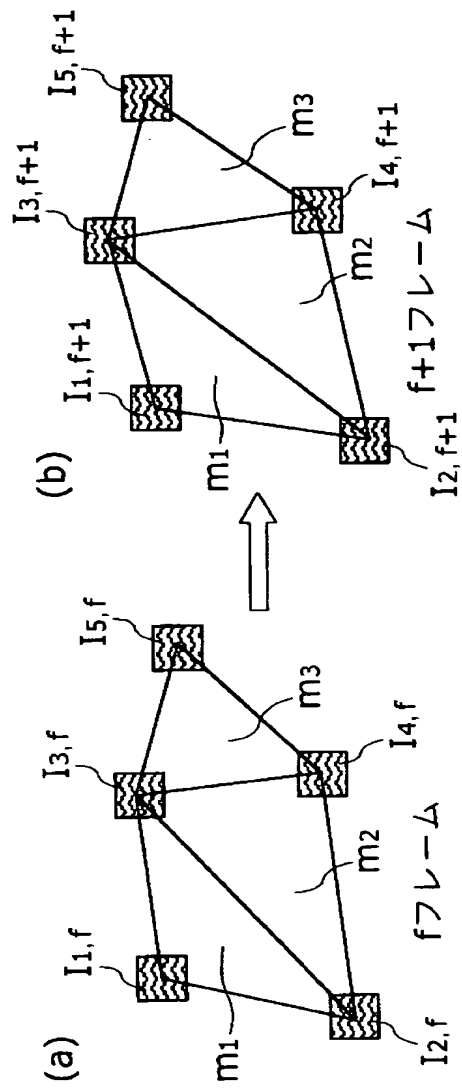
[図15]



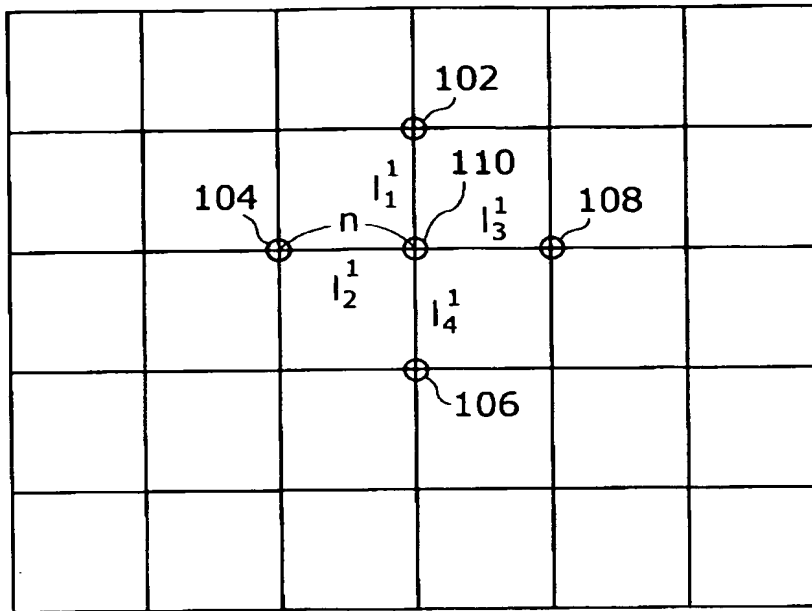
[図16]



[図17]



[図18]



[図19]

